

[Previous Doc](#)[Next Doc](#)
[First Hit](#)[Go to Doc#](#)

Generate Collection

L1: Entry 1 of 2

File: EPAB

Jul 18, 1996

PUB-NO: DE019501069A1

DOCUMENT-IDENTIFIER: DE 19501069 A1

TITLE: Light sighting device for marking guide path of instrument, esp. diagnostic or therapeutic needle

PUBN-DATE: July 18, 1996

INVENTOR-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

KLOESS, WOLFGANG

DE

FRAHM, WOLFGANG DR MED

DE

ASSIGNEE-INFORMATION:

NAME

COUNTRY

KLOESS WOLFGANG

DE

FRAHM WOLFGANG DR MED

DE

APPL-NO: DE19501069

APPL-DATE: January 16, 1995

PRIORITY-DATA: DE19501069A (January 16, 1995)

INT-CL (IPC): A61 B 17/34; A61 B 17/32; A61 B 17/36; A61 B 17/00; A61 B 5/055

EUR-CL (EPC): A61B017/34

ABSTRACT:

The light sighting device has at least two sources (3,4) of electromagnetic radiation which emit crossing beams (7,8), whereby the crossing region of the beams marks the guide path (9). The sources essentially emit beams in individual planes whose crossing line marks the guide path. The crossing angle of the beams is between 60 and 120 degrees, pref. about 90 degrees. The electromagnetic radiation used can be light, with the sources radiating at different wavelengths. One source can emit red light and the other green light. Diode laser light sources can be used with cylindrical lenses for spreading the light into planes.

[Previous Doc](#)[Next Doc](#)[Go to Doc#](#)



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 195 01 069 A 1**

②1 Aktenzeichen: 195 01 089.8
②2 Anmeldetag: 18. 1. 95
④3 Offenlegungstag: 18. 7. 98

⑤1 Int. Cl.⁸:
A 61 B 17/34
A 61 B 17/32
A 61 B 17/36
A 61 B 17/00
A 61 B 5/055
// A 61 B 6/08, 8/00,
10/00

DE 195 01 069 A 1

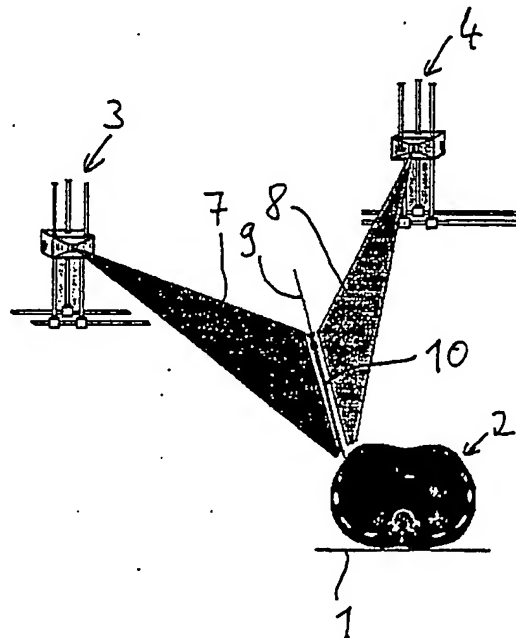
⑦1 Anmelder:
Kloess, Wolfgang, 23562 Lübeck, DE; Frahm,
Wolfgang, Dr.med., 23568 Lübeck, DE

⑦4 Vertreter:
Glawe, Delfs, Moll & Partner, Patentanwälte, 80538
München

⑦2 Erfinder:
gleich Anmelder

⑤4 Lichtvisier

⑤7 Die Vorrichtung zur Markierung des vorgesehenen Führungswegs (9) einer Punktionsnadel (10) weist zwei Laser-Lichtvisiere (3, 4) auf, die in einer Ebene aufgefächerte Laserstrahlen (7, 8) von unterschiedlicher Farbe aussenden. Die Kreuzungslinie der Laserstrahlen markiert den Führungsweg (9) für die Punktionsnadel (10). Abweichungen der Winkelstellung der Punktionsnadel (10) von dem vorgesehenen Führungsweg (9) sind durch Farbabweichungen des an der Oberfläche der Punktionsnadel (10) reflektierten Lichts zu erkennen.



DE 195 01 069 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Markierung des vorgesehenen Führungswegs eines Instruments, insbesondere einer Punktionsnadel oder eines Katheters.

Die Punktion verschiedener Körperteile und innerer Organe zu diagnostischen oder therapeutischen Zwecken ist seit langem bekannt. Es können auf diese Weise bspw. Gewebeproben zur Untersuchung entnommen werden oder Eiteransammlungen und Blutergüsse entleert werden. Häufig ist es allerdings problematisch, die Punktionsnadel sicher an die gewünschte Stelle zu führen, insbesondere dann, wenn es sich um einen verhältnismäßig kleinen Bereich handelt, der tief unter der Hautoberfläche liegt.

Zur Vorbereitung einer Punktion ist es aus offenkundiger Vorbenutzung bekannt, von dem zu punktierenden Körperbereich zunächst Schnittbilder mit Hilfe eines Computertomographen (CT-Schnittbilder) oder mit Hilfe eines Magnetresonanztomographen (MRT-Schnittbilder) anzufertigen. Anhand dieser Schnittbilder wird vom Arzt der zu punktierende Bereich bestimmt und die günstigste Einstichstelle und Einstichrichtung ausgewählt.

Zur Vornahme der Punktion wird der Patient aus dem Tomographen herausgefahren. Die anhand des ausgewählten Schnittbildes gefundene Einstichstelle wird am Körper mit einem Punkt oder Strich markiert. Nach den üblichen Desinfektionsmaßnahmen wird der Patient steril abgedeckt. Wenn erforderlich, erfolgt eine Lokalanästhesie. Der Arzt sticht das Punktionsinstrument freihändig geführt ein, den Einstichwinkel schätzt er optisch nach Augenmaß ab.

Nach dem Einstechen der Punktionsnadel wird der Patient erneut in den Tomographen gefahren und ein neues Schnittbild zur Kontrolle der Lage der Punktionsnadel im Körper angefertigt. Sofern die Abweichung von dem ursprünglich geplanten Einstichwinkel so groß ist, daß die geplante Diagnosemaßnahme oder Therapie nicht durchgeführt werden kann, muß die Punktion wiederholt werden.

Es sind somit häufig mehrere Einstiche notwendig, um das zuvor berechnete Zielgebiet zu treffen. Bei Abweichungen von dem geplanten Stichkanal kann es zu Komplikationen wie bspw. Nerven- oder Gefäßverletzungen sowie Einblutungen und Infektionen kommen. Da auch einem sehr guten Punkteur bei der optischen Abschätzung des Einstichwinkels Abweichungen im Bereich $\pm 5^\circ$ vom gewünschten Einstichwinkel unterlaufen, können Punktionen grundsätzlich nur dann durchgeführt werden, wenn der zu punktierende Bereich ausreichend groß ist, um auch bei diesen Winkelabweichungen noch mit ausreichender Wahrscheinlichkeit getroffen zu werden. Es ist bspw. nicht möglich, kleine Tumoren tief unter der Hautoberfläche zu punktieren.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zu schaffen, die eine genauere Führung eines solchen Instruments erlaubt, als es im genannten Stand der Technik möglich ist.

Erfindungsgemäß wird eine Vorrichtung zur Markierung des vorgesehenen Führungswegs eines Instruments, insbesondere einer Punktionsnadel, geschaffen, die dadurch gekennzeichnet ist, daß sie wenigstens zwei Quellen elektromagnetischer Strahlung aufweist, die einander kreuzenden Strahlen aussenden, wobei der Kreuzungsraum der Strahlen den vorgesehenen Führungsweg markiert.

Vorteilhafterweise senden diese Quellen elektromagnetischer Strahlung im wesentlichen in jeweils einer Ebene befindliche Strahlen aus, so daß die Kreuzungslinie dieser Strahlungsebenen den vorgesehenen Führungsweg markiert. Die Kreuzungswinkel der Strahlen betragen vorzugsweise 60 bis 120° , weiter vorzugsweise etwa 90° .

Die Punktionsnadel wird von der elektromagnetischen Strahlung angestrahlt und reflektiert diese. Wenn sich die Punktionsnadel genau im Kreuzungsraum der beiden Strahlen befindet, also auf dem geplanten Führungsweg, reflektiert sie die Strahlung beider Quellen, so daß eine Intensitätserhöhung festzustellen ist. Vorzugsweise wird als elektromagnetische Strahlung Licht verwendet. Die Intensitätserhöhung der Reflexion, die eintritt, wenn sich die Nadel im Kreuzungsraum der Lichtstrahlen befindet und das Licht beider Quellen reflektiert, kann optisch leicht festgestellt werden. Es ist jedoch im Rahmen der Erfindung auch denkbar, elektromagnetische Strahlung außerhalb des sichtbaren Bereichs zu verwenden. So kann bspw. Strahlung im Ultraviolettbereich durchaus auch eine Reflexion im sichtbaren Bereich ergeben.

Bei einer besonders vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung senden die Lichtquellen jeweils Licht unterschiedlicher Wellenlänge, also unterschiedlicher Farbe aus. Bspw. kann eine Lichtquelle rotes und eine Lichtquelle grünes Licht aussenden. Im Kreuzungsbereich dieser beiden Lichtstrahlen erfolgt eine additive Lichtmischung, die eine hellgelbe Farbe ergibt. Die Punktionsnadel reflektiert also hellgelbes Licht, solange sie genau im geplanten Einstichkanal geführt wird. Winkelabweichungen von der geplanten Richtung beim Einstechen werden sofort anhand einer deutlichen Rot- bzw. Grüneinfärbung des entsprechenden Bereichs der Nadel erkannt. Der geplante Einstichwinkel kann so mit einer Abweichung mit weniger als einem Grad eingehalten werden.

Besonders vorteilhafte Lichtquellen sind Diodenlaser. So kann bspw. ein Diodenlaser mit einer Wellenlänge von 532 nm (hellgrün) und ein zweiter mit einer Wellenlänge von 635 nm (hellrot) verwendet werden. Der Lichtstrahl der verwendeten Diodenlaser wird bspw. mit Hilfe einer Zylinderlinse in eine Raumrichtung aufgefächert, so daß man eine Lichtebeine erhält. Die beiden sich kreuzenden Lichtebeinen markieren in der oben beschriebenen Weise den vorgesehenen Führungsweg der Punktionsnadel. Diese Diodenlaser sind für das menschliche Auge ungefährlich.

In der Regel wird man Fächerstrahlen verwenden, die nur in einer Raumrichtung aufgefächert sind und somit eine Lichtebeine bilden. Man erhält dann eine verhältnismäßig scharfe Schnittlinie dieser Fächerstrahlen. Sofern jedoch ein größeres Instrument als eine Punktionsnadel geführt werden soll oder wenn etwas größere Abweichungen des Einstichwinkels toleriert werden können, ist es denkbar, die Lichtstrahlen zusätzlich in einer zweiten Raumrichtung senkrecht zu der genannten Fächerbeine geringfügig aufzufächern, so daß im Kreuzungsbereich der Strahlen keine scharfe Kreuzungs- oder Schnittlinie, sondern ein etwas größerer Kreuzungs- bzw. Schnittraum entsteht.

Zur Untersuchung eines zu punktierenden Körperbereichs wird heute im zunehmenden Maße die Magnetresonanztomographie anstelle der klassischen Computertomographie verwendet. Die bei der Computertomographie auftretenden recht hohen Belastungen des Patienten mit Röntgenstrahlen lassen sich so vermeiden.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung besteht daher vorteilhafterweise ausschließlich aus nichtmagnetischen Materialien, um eine störende Beeinflussung eines Magnetresonanztomographen zu vermeiden.

Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird im folgenden anhand der Zeichnung erläutert. Darin zeigen:

Fig. 1 eine schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 2 ein Schnittbild durch die verwendete Laserlichtquelle.

Auf einem Tisch 1 liegt der hier im Schnittbild dargestellte Patient 2. Das Schnittbild des Patienten zeigt einen Teil der Leber, die punktiert werden soll. Der Tisch 1 ist in x- und y-Richtung, also in der Tischebene, verstellbar. Der Patient 2 ist auf dem Tisch 1 in einer festgelegten Position fixiert. In einer definierten Relativposition zum Tisch 1 und damit zum Patienten 2 sind die Laser-Lichtvisiere 3 und 4 angeordnet. Diese Laser-Lichtvisiere 3, 4 weisen jeweils einen Diodenlaser 5 auf. Der Diodenlaser 5 des Laser-Lichtvisiers 3 sendet einen hellroten Lichtstrahl (Wellenlänge 635 nm) und der Diodenlaser 5 des Laser-Lichtvisiers 4 einen hellgrünen Lichtstrahl (Wellenlänge 532 nm) aus. Die Laserstrahlen werden mittels einer Zylinderlinse 6 in einer Ebene aufgefächert, so daß ein hellroter Fächerstrahl 7 und ein hellgrüner Fächerstrahl 8 entsteht. Die beiden Fächerstrahlen schneiden sich in einer Linie 9, diese Linie markiert genau den geplanten Führungskanal zum Einstechen der Punktionsnadel 10. Solange der Arzt die Punktionsnadel in dem geplanten Einstichkanal führt, wird diese das aus dem roten und grünen Laserstrahl entstehende additive Mischlicht von hellgelber Farbe reflektieren. Bei einer Abweichung von geplanten Einstichrichtung wird nur noch das rote oder das grüne Laserlicht reflektiert, so daß diese Abweichung durch die deutliche Rot- und Grüneinfärbung der Nadel sofort bemerkt wird. Der geplante Einstichwinkel kann mit dieser Vorrichtung auf etwa 1° genau eingehalten werden.

Fig. 2 zeigt eine Schnittansicht eines Laser-Lichtvisiers 3, 4. Das Laserdiodenmodul 5 ist um seine Achse drehbar angeordnet und mit einem Zahnrad 11 versehen. In das Zahnrad 11 greift ein auf einer antreibbaren Achse 13 angeordnetes zweites Zahnrad 12 ein. Mit Hilfe des nicht dargestellten Antriebs der Angulationsachse 13 kann somit das Laserdiodenmodul 5 um seine Achse gedreht werden. Auf das Laserdiodenmodul 5 aufgeschraubt und damit drehfest verbunden ist eine Fassung mit einer Zylinderlinse 6, die den Laserstrahl in einer Ebene auffächert. Aufgrund der drehfesten Verbindung der Zylinderlinse 6 mit dem Laserdiodenmodul 5 kann durch Verdrehen der Angulationsachse 13 die Angulation (Winkelstellung) der in eine Ebene aufgefächerten Laserstrahlen 7, 8 eingestellt werden.

Der von der Laserdiode 5 ausgehende Lichtstrahl 7 wird nach dem Auffächern durch die Zylinderlinse 6 in einem vorderflächenbedampften Spiegel 14 in die gewünschte Richtung reflektiert. Der Spiegel 14 ist um eine Achse 15 verdrehbar. Zur Verdrehung des Spiegels 14 dient die mit einem nicht dargestellten Antrieb versehene Translationsachse 16, mit der ein Schneckenrad 17 drehfest verbunden ist, das in das drehfest mit der Achse 15 verbundene Zahnrad 18 eingreift. Durch Verdrehen der Translationsachse 16 und damit des Spiegels 14 kann somit die Austrittsrichtung des Lichtstrahls 7 verstellt werden. Sämtliche beschriebenen Drehachsen sind in Reiblagerpassungen des Getriebelocks 19 gelagert.

Zur Vornahme einer Punktion mit Hilfe der erfin-

dungsgemäßen Vorrichtung wird wie folgt verfahren. Zur Lokalisierung der zu punktierenden Stelle im Körper des Patienten werden zunächst ein oder mehrere Schnittbilder, z. B. mit Hilfe der Computertomographie oder Magnetresonanztomographie, angefertigt. Der Arzt wählt dasjenige Schnittbild aus, auf dem die zu punktierende Stelle zu erkennen ist und wählt aufgrund der anatomischen Gegebenheiten die günstigste Einstichstelle und den günstigsten Einstichwinkel aus. Einstichstelle und -winkel markiert der Arzt auf dem Bildschirm des Computertomographen. Anhand dieser Einstichdaten errechnet dann ein in der Zeichnung nicht dargestellter Computer die erforderlichen Relativpositionen von Operationstisch 1 und der Laser-Lichtvisiere 3, 4 sowie die erforderlichen Richtungen und Angulationsebenen der Laserstrahlen 7, 8.

Die errechneten Koordinaten werden in Steuerbefehle für die Verstelleinrichtungen des Tisches 1 und der Laser-Lichtvisiere 3, 4 umgesetzt, so daß dann die Lichtstrahlen 7, 8 sozusagen als Fadenkreuz auf der gewünschten Einstichstelle stehen und den geplanten Einstichwinkel markieren. Die Punktionsnadel 10 wird jetzt in dem markierten Führungsweg eingestochen. Dabei wird ihre Spitze zunächst im Kreuzungspunkt der Laserstrahlen auf dem Körper des Patienten aufgesetzt. Die Winkelstellung bzw. die Angulation der Nadel wird dann solange verändert, daß sie auf ihrer gesamten Länge hellgelb reflektiert. Anschließend wird die Nadel in der markierten Winkelstellung eingestochen. Gewünschtenfalls kann nach dem Einstechen ihre Lage im Körper des Patienten mit Hilfe eines weiteren Tomogramms überprüft werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Markierung des vorgesehenen Führungswegs (9) eines Instruments, insbesondere einer Punktionsnadel (10), gekennzeichnet durch wenigstens zwei Quellen (3, 4) elektromagnetischer Strahlung, die einander kreuzende Strahlen (7, 8) aussenden, wobei der Kreuzungsraum der Strahlen (7, 8) den vorgesehenen Führungsweg (9) markiert.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Quellen (3, 4) elektromagnetischer Strahlung im wesentlichen in jeweils einer Ebene befindliche Strahlen (7, 8) aussenden und daß die Kreuzungslinie der Strahlungsebenen den vorgesehenen Führungsweg (9) markiert.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Kreuzungswinkel der Strahlen (7, 8) 60 bis 120°, vorzugsweise etwa 90° beträgt.
4. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß als elektromagnetische Strahlung Licht verwendet wird.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquellen (3, 4) Licht unterschiedlicher Wellenlängen aussenden.
6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß eine Lichtquelle (3) rotes und eine Lichtquelle (4) grünes Licht aussendet.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquellen (3, 4) Diodenlaser (5) aufweisen.
8. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 4 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß jede Lichtquelle (3, 4) eine Zylinderlinse (6) zur Auffächerung des Lichtstrahls (7, 8) in eine Ebene aufweist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8,
dadurch gekennzeichnet, daß diese Vorrichtung
ausschließlich aus nichtmagnetischen Materialien
besteht.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

Fig. 1

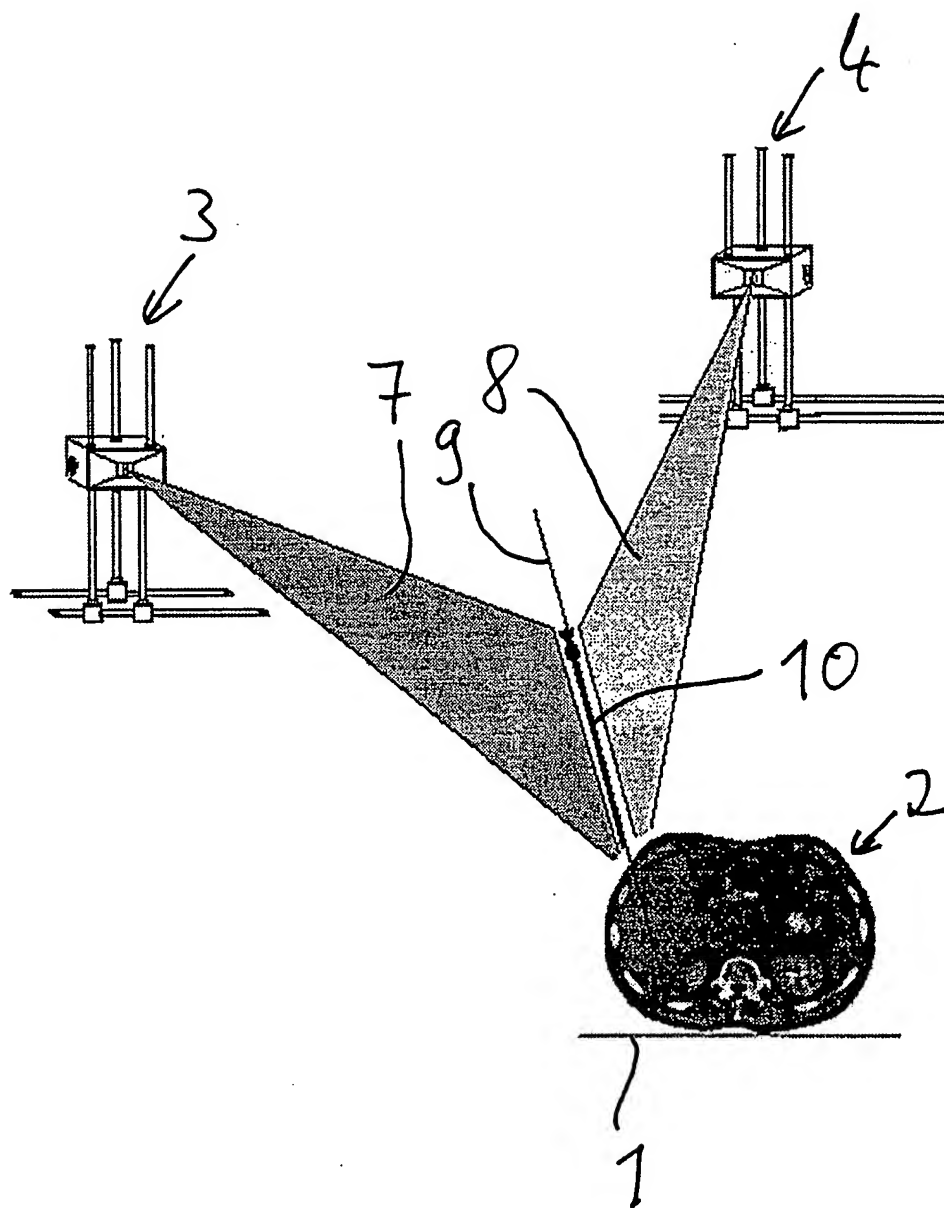


Fig. 2

